

E5297

2 / 3

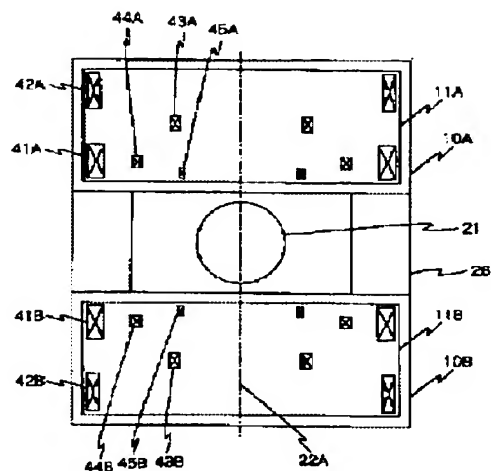
JP09153408 A0 09/023 JP07336023 JP (1995.11.30)

HITACHI MEDICAL CORP HITACHI LTD

H01F00600; A61B005055 H01F00720

SUPERCONDUCTING MAGNET DEVICE

Abstract: PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a superconducting magnet device, which is provided with a wide aperture, has little leakage magnetic field, is lightweight and can attain a wide and uniform magnetic field region in a high magnetic field intensity. **SOLUTION:** A static magnetic field generation source of a superconducting magnet device is constituted of two groups of superconducting coils, which are arranged in opposition to each other holding a uniform magnetic field generating region 21 between them, and each group of the coils consists of a main coil 41 for making a current in a constant direction flow, a bucking coil 42 for making a current in the reverse direction to the coil 41 flow and coils 43 and 44 for correction use for correcting the uniform degree of a magnetic field. The diameters of the coils 41 and 42 are roughly equal, the diameter of the coils 43 and 44 is smaller than that of the coil 41, the amount of a current of the coils 43 and 44 is less than that of the coil 41 and the opposed distance between the main coils 41 is formed shorter than that between the coils 42.



E5297

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-153408

(43) 公開日 平成9年(1997)6月10日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 1 F 6/00	Z A A		H 0 1 F 7/22	Z A A A
A 6 1 B 5/055			7/20	C
H 0 1 F 7/20			A 6 1 B 5/05	3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 7 F D (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平7-336023

(22) 出願日 平成7年(1995)11月30日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72) 発明者 竹島 弘隆

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 川野 源

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

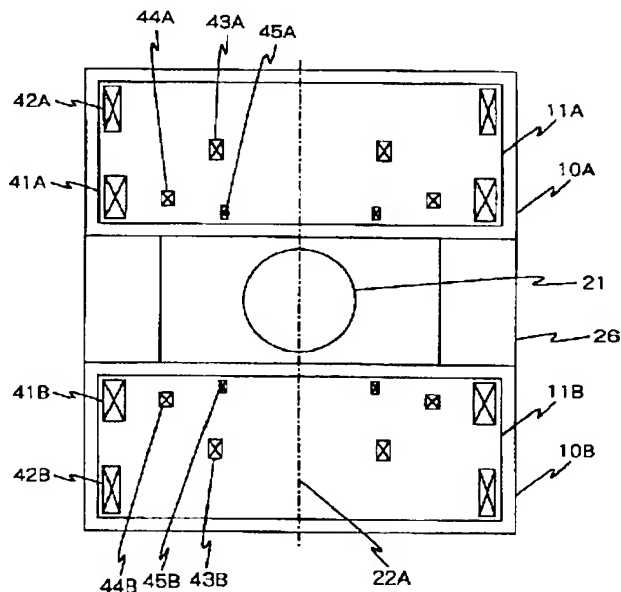
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超電導磁石装置

(57) 【要約】

【課題】 広い開口を備え、磁場漏洩が少なく、軽量で、かつ、高い磁場強度において広い均一磁場領域を達成できる超電導磁石装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 超電導磁石装置の静磁場発生源は均一磁場の発生領域を挟んで対向配置された2組の超電導コイル群で構成され、各組のコイル群は、一定の方向の電流を流す主コイルと、主コイルとは逆方向の電流を流す打ち消しコイルと、磁場均一度を補正する補正用コイルとからなる。主コイルと打ち消しコイルの直径はほぼ等しく、補正用コイルの直径は主コイルの直径よりも小さく、補正用コイルの電流量は主コイルの電流量よりも小さく、主コイル間の対向距離は打ち消しコイル間の対向距離よりも短くなっている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】超電導特性を有する物質から構成され、有限の領域に第 1 の方向に向かう均一磁場を発生させるための電流を流す磁場発生源と、該磁場発生源を超電導特性を示す温度にまで冷却し、維持するための冷却手段と、前記磁場発生源を支持するための支持手段とを具備する超電導磁石装置において、前記磁場発生源は、前記均一磁場領域を挟んで前記第 1 の方向に沿ってほぼ等距離に対向して配置され、前記第 1 の方向を中心軸として同軸方向の電流を流す 2 組の磁場発生素子群から構成され、各磁場発生素子群は前記均一磁場の主成分を発生させるために前記第 1 の方向を中心軸とする円に沿う第 2 の方向に流れる電流を流す 1 個以上の第 1 の磁場発生素子と、前記超電導磁石装置の外部に発生する磁場を低減するために前記第 2 の方向と逆の方向に流れる電流を流す 1 個以上の第 2 の磁場発生素子と、前記均一磁場の均一度を改善するために前記第 2 の方向と同じ、または逆の方向に流れる電流を流す 1 個以上の第 3 の磁場発生素子とから構成され、前記第 1 の磁場発生素子と前記第 2 の磁場発生素子の直径がほぼ等しく、前記第 3 の磁場発生素子の直径は前記第 1 の磁場発生素子の直径よりも小さく、前記第 3 の磁場発生素子に流す電流量は前記第 1 の磁場発生素子に流す電流量よりも小さく、前記第 1 の磁場発生素子の前記均一磁場領域を挟んで対向する距離が前記第 2 の磁場発生素子の前記均一磁場領域を挟んで対向する距離よりも短いことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 2】請求項 1 記載の超電導磁石装置において、前記第 2 の磁場発生素子の直径を前記第 1 の磁場発生素子の直径よりも大きくしたことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 3】請求項 1 乃至 2 記載の超電導磁石装置において、前記第 2 の磁場発生素子が複数の異なる直径をもつ磁場発生素子から構成され、各々の磁場発生素子は、前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が大きいものほど、その直径が大きくなるように配置されたことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 4】請求項 1 乃至 3 記載の超電導磁石装置において、前記第 1 の磁場発生素子が複数の異なる直径をもつ磁場発生素子から構成され、各々の磁場発生素子は、前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が大きいものほど、その直径が大きくなるように配置されたことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 5】請求項 1 乃至 4 記載の超電導磁石装置において、前記第 1 の磁場発生素子の前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が、前記第 2 の磁場発生素子および前記第 3 の磁場発生素子の前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離よりも短いことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 6】請求項 1 乃至 5 記載の超電導磁石装置にお

いて、前記冷却手段は前記磁場発生源を内部に収容するための真空容器を備え、該真空容器の外周部が前記均一磁場の発生領域のある側に突出していることを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 7】請求項 1 乃至 6 記載の超電導磁石装置において、前記磁場発生源が超電導特性を有する物質からなる線材を巻いたコイルで構成されていることを特徴とする超電導磁石装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下 MRI 装置という）に適した超電導磁石装置に係り、特に、広い開口部を有することで被検者に解放感を与え、また、術者に対しては被検者へのアクセスを容易にする超電導磁石装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図 7 に従来の MRI 装置用超電導磁石装置の一例を示す。図 7 に示したものは、水平磁場方式の超電導磁石装置である。この超電導磁石は直径の小さな主コイル 13、14、15、16、17、18 と直径の大きなシールドコイル 19、20 とで構成されており、水平方向（Z 軸方向）の磁場を発生させる。この例では、主コイル 13～18 が磁石の中心軸 22 に沿った磁場を作り、シールドコイル 19、20 は周囲への磁場漏洩をシールドするために配置されている。このように磁石を構成することにより、磁場空間内に約 10 ppm 以下の磁場均一度を有する均一磁場領域 21 が形成される。磁気共鳴イメージング撮影はこの均一磁場領域 21 にて行われる。

【0003】これらのコイルは通常超電導線材を用いて作られるので、所定の温度（例えば、合金系超電導体の場合には液体ヘリウム温度（4.2 K）とか、酸化物超電導体の場合には液体窒素温度（77 K））にまで冷却する必要がある。そのため、コイルは、真空容器や熱シールド（図示せず）および冷媒容器（液体ヘリウムなどを収容）などから構成される冷却容器の中に保持される。図 7 の例では、コイル 13～20 は液体ヘリウムなどの超電導用冷媒 12 を収容した冷媒容器 11 の中に支持体（図示なし）に支持されて配設されており、さらに冷媒容器 11 は真空容器 10 内に保持されている。

【0004】また、コイルの温度を低く保つために冷凍機（図示せず）を用いて、熱シールドの温度を一定に保ったり、超電導用冷媒 12 の蒸発量を低減させたりしている。最近では、冷凍機の性能が向上してきており、超電導コイルを直接冷凍機で冷やすことによって、冷媒容器 11 を使用しない場合もある。

【0005】図 7 に示す超電導磁石装置の場合、撮影のために被検者が入る測定空間が狭く、周囲も囲まれているために被検者に閉塞感を与える。このため、ときどき、装置内に入ることを被検者に拒否される場合もあつ

た。また、装置の外部から、術者が被検者へアクセスすることも困難であった。

【0006】図8に従来のMRI装置用超電導磁石装置の他の例(オープン型水平磁場方式)を示す。この従来例は米国特許第5,410,287号に開示されたもので、図7の従来例の欠点であった装置の閉塞感、術者の被検者へのアクセスの困難性を改善したものである。図8(a)はその断面図を示したもので、図8(b)は外観図を示したものである。図8(a)において、3個ずつのコイル23A, 24A, 25Aと23B, 24B, 25Bが均一磁場領域21を挟んで、中心軸22と同軸に配置されている。各組のコイルは、支持体(図示せず)に支持されて、冷凍機で直接冷却されており、コイル全体は熱シールド9A, 9Bで囲い、この熱シールド9A, 9Bが真空容器10A, 10Bに保持されている。

【0007】コイル23A, 23B, 24A, 24Bは主コイルで同一方向の電流が流れており、コイル25A, 25Bは補助コイルで、主コイルとは逆方向の電流が流れている。この構成の磁石では、主コイル23A, 23B, 24A, 24Bで中心軸22に沿った方向の磁場を作り、補助コイル25A, 25Bは均一磁場領域21の磁場均一度を向上するために配列されている。また、この磁石ではシールドコイルを使用せず、装置を設置した部屋に磁気シールドを施している。

【0008】図8(a)において、対向する真空容器10A, 10Bはドーナツ状をしており、両者の間を2本の支持棒26で支持されている。このため真空容器10Aと10Bの間は解放された空間になっている。被検者は、真空容器の中心穴を通して、中心軸22に沿って、均一磁場領域21に挿入され、そこで撮影が行われる。

【0009】この構成によれば、撮影領域(均一磁場領域21)の側面が解放されているために、被検者は閉塞感を受けずに済む。また、術者も側方から容易に被検者にアクセスすることができ、手術中のモニタに使用することができる。

【0010】しかし、この構成では、被検者を挿入するためにドーナツ状の超電導コイルの組を使用しているために、このドーナツ状真空容器の中央部分の空間を磁場均一度を改善するための操作をする領域として使用できない。従って、広い空間にわたって、良好な磁場均一度を得ることは困難である。また、超電導コイルが発生する磁束は装置の外部空間を通して戻って来るために、漏洩磁場が広がってしまう。このため、装置を設置するのに広い設置面積を必要としたり、あるいは手厚い磁場シールドを施すことが必要であった。

【0011】図9に従来のMRI装置用超電導磁石装置の第3の例(垂直磁場方式)を示す。この従来例は米国特許第5,194,810号に開示されている。この磁石は、上下方向に対向して配置した2組の超電導コイル31により磁場を発生させ、超電導コイル31の内側に良好な磁

場均一度を得るための鉄によるシミング手段32を設けて、磁場均一領域21の磁場均一度を向上させている。さらに、上下の超電導コイル31が発生する磁場の帰路としての役割を兼ねた鉄ヨーク33で上下の磁場発生源間を機械的に支持する構造をとっている。

【0012】この従来例では、四方に開放されているので、被検者は閉塞感を受けずに済み、術者も容易に被検者にアクセスできる。また、鉄ヨーク33と鉄板34によって磁束の帰路を構成しているために、磁場漏洩を少なくすることができる。しかし、鉄ヨーク33や鉄板34を用いているために、磁石重量が重くなり、装置を設置する際に床の強化が必要になるという問題が生じる。また、鉄の飽和磁束密度はほぼ2テスラ程度であるので、あまり磁場強度を高くすることができないという制限もある。さらに、鉄は磁場に対してヒステリシス特性を持つために、傾斜磁場コイルが発生する磁場によって磁場分布に影響を与え、高精度の信号計測の妨げになる可能性があった。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】上記の従来技術の説明で述べたように、これまでは被検者に解放感を与える広い開口を有する超電導磁石装置において、磁場漏洩が少なく、かつ、鉄を使用しないで装置重量の軽量化を図ったものはなかった。また、従来技術では、高い磁場強度で広い均一磁場領域を達成することも困難であった。

【0014】従って、本発明では上記課題を解決し、広い開口を備え、磁場漏洩が少なく、軽量で、かつ、高い磁場強度において広い均一磁場領域を達成できる超電導磁石装置を提供することを目的とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】本発明の目的は次の解決手段によって達成される。本発明の超電導磁石装置は、超電導特性を有する物質から構成され、有限の領域に第1の方向に向かう均一磁場を発生させるための電流を流す磁場発生源と、該磁場発生源を超電導特性を示す温度にまで冷却し、維持するための冷却手段と、前記磁場発生源を支持するための支持手段とを具備する超電導磁石装置において、前記磁場発生源は、前記均一磁場領域を挟んで前記第1の方向に沿ってほぼ等距離に対向して配置され、前記第1の方向を中心軸として同軸方向の電流を流す2組の磁場発生素子群から構成され、各磁場発生素子群は前記均一磁場の主成分を発生させるために前記第1の方向を中心軸とする円に沿う第2の方向に流れる電流を流す1個以上の第1の磁場発生素子と、前記超電導磁石装置の外部に発生する磁場を低減するために前記第2の方向と逆の方向に流れる電流を流す1個以上の第2の磁場発生素子と、前記均一磁場の均一度を改善するために前記第2の方向と同じ、または逆の方向に流れる電流を流す1個以上の第3の磁場発生素子とから構成され、前記第1の磁場発生素子と前記第2の磁場発生素子

の直径がほぼ等しく、前記第3の磁場発生素子の直径は前記第1の磁場発生素子の直径よりも小さく、前記第3の磁場発生素子に流す電流量は前記第1の磁場発生素子に流す電流量よりも小さく、前記第1の磁場発生素子の前記均一磁場領域を挟んで対向する距離が前記第2の磁場発生素子の前記均一磁場領域を挟んで対向する距離よりも短いことを特徴とする。(請求項1)

【0016】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記第2の磁場発生素子の直径を前記第1の磁場発生素子の直径よりも大きくしたことを特徴とする。(請求項2)

【0017】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記第2の磁場発生素子が複数の異なる直径をもつ磁場発生素子から構成され、各々の磁場発生素子は、前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が大きいものほど、その直径が大きくなるように配置されたことを特徴とする。(請求項3)

【0018】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記第1の磁場発生素子が複数の異なる直径をもつ磁場発生素子から構成され、各々の磁場発生素子は、前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が大きいものほど、その直径が大きくなるように配置されたことを特徴とする。(請求項4)

【0019】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記第1の磁場発生素子の前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離が、前記第2の磁場発生素子および前記第3の磁場発生素子の前記均一磁場の発生領域を挟んで対向する距離よりも短いことを特徴とする。(請求項5)

【0020】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記冷却手段は前記磁場発生源を内部に收容するための真空容器を備え、該真空容器の外周部が前記均一磁場の発生領域のある側に突出していることを特徴とする。(請求項6)

【0021】本発明の超電導磁石装置はさらに、前記磁場発生源が超電導特性を有する物質からなる線材を巻いたコイルで構成されていることを特徴とする。(請求項7)

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を図面に基づいて具体的に説明する。図1、図2、図6(a)に本発明の超電導磁石装置の第1の実施例を示す。図1は装置の全体構成を示す断面図、図2は装置の外観を示す図、図6(a)は図1の断面図の右上の部分を実例と比較できるように再掲したものである。図1において、超電導コイルを内包する円筒状の真空容器10A、10Bが上下方向に対向して配置され、上部の真空容器10Aは支柱26で所定の間隔をとって支持されている。真空容器10A、10Bの内部には超電導用冷媒12を充填した冷媒容器11A、11Bが保持され、その冷媒容器11A、11Bの中に超電導コイル41A、42A、43A、44A、45Aおよび41B、42B、

43B、44B、45Bが支持体(図示せず)に支持されて配置されている。

【0023】超電導コイルには、通常よく使用されているNbTi線材が使用されている。超電導用冷媒としては液体ヘリウムが用いられる。冷媒容器11A、11Bの外側には熱の対流を防ぐために真空容器10A、10Bが配設され、さらに熱の輻射を防ぐための熱シールド(図示せず)などが配設される。

【0024】支柱26は上側の真空容器10Aを機械的に支持する働きをしているが、必要な場合には上下の冷媒容器11Aと11Bを熱的に接続させる働きを持たせてもよい。そうすることによって、冷凍機(図示せず)を上下の冷媒容器11A、11Bそれぞれに1台ずつ設ける必要がなくなり、装置全体に1台の冷凍機で間に合わせることができる。また、支柱26の本数も図示の2本に限定する必要はなく、3本または4本に増やすこともできるし、被検者の解放感を得るためには、片持ちの1本の支柱としてもよい。

【0025】図1では5組の超電導コイルが中心軸22Aと同軸に配置されて、均一磁場領域21に磁場均一度の高い磁場を形成している。これらの超電導コイルの働きは大きく分けて3つに分類される。まず、超電導コイル41A、41B(主コイルに相当)は、均一磁場領域21に、磁場強度が高くかつ所定レベル以上の磁場均一度の磁場を発生させるためのものである。主コイルに関しては、一般に、対向するコイル間の距離を一定に保った状態で、コイルの直径を大きくすると、両コイルの間に発生する磁場の均一度が良くなる傾向にある。従って、良好な磁場均一度を得るためには、できるだけコイルの直径を大きくした方がよい。一方、主コイルの直径を大きくするほど磁場強度は低下するために、一定強度の磁場を得るために必要な主コイルの起磁力は増加し、装置の価格の増加につながる。また、被検者への圧迫感を低減するためには、装置の外径はできるだけ小さいことが望ましい。この両者のバランスから、主コイルである超電導コイル41A、41Bの直径は決定され、このコイルの直径によって真空容器10A、10Bの外径もほぼ決まることになる。

【0026】次に、本実施例では装置外部への磁場漏洩を抑えるために、主コイル41A、41Bが発生する外部への磁場を打ち消すための打ち消しコイルを配置している。超電導コイル42A、42Bが打ち消しコイルで、このコイル42A、42Bは主コイル41A、41Bと同軸に配置される。その上で、主コイルとは逆方向の電流を流して、主コイル41A、41Bが装置外部に発生させるのと逆方向の磁場を発生させて、装置外部の磁場を打ち消すものである。装置外部の磁場を効率的に減少させるためには、打ち消しコイルの直径をできるだけ大きくすることが有効である。一方、打ち消しコイル42A、42Bによって均一磁場領域21の磁場強度を

下げないためには、打ち消しコイル42A、42Bを主コイル41A、41Bからできるだけ遠ざけることが重要である。この結果、図1または図6(a)に示すように、打ち消しコイル42A、42Bは主コイル41A、41Bとほぼ同じ直径を有し、かつ、2つの打ち消しコイル42Aと42Bとの間の距離を、2つの主コイル41Aと41Bとの間の距離より大きくすることが適当な構成である。

【0027】さらに、本実施例では均一磁場領域21に発生させる磁場の均一度を向上させるために均一度補正用コイル43A、44A、45A、43B、44B、45Bを配置している。この均一度補正用コイルは、主コイルと打ち消しコイルによって形成される均一磁場領域21の磁場の不均一成分を補正するために設けられたコイルである。一般に、主コイル41A、41Bが十分大きな直径を持っていれば、上記の磁場不均一成分はそれほど大きくないので、均一度補正用コイルは、主コイル41A、41Bや打ち消しコイル42A、42Bほどの大きな起磁力は必要としない。また、その電流の向きは、主コイル41A、41Bによって発生する磁場の不均一成分に応じて各コイル毎に決定すればよく、一定方向に限定する必要はない。図1においては、3組のコイルを配置しているが、この個数は磁場の不均一成分に応じて決定することができる。一般に、主コイル41A、41Bの直径が大きいほど磁場不均一成分は少なくなるので、均一度補正用コイルの個数も少なくすることができる。

【0028】本実施例の具体例として、主コイルの外径を1,600mm~1,800mmとし、均一磁場領域の寸法と磁場強度をそれぞれ450mmφ、1テスラとしたとき、均一磁場領域において5ppm以下の磁場均一度が達成されている。

【0029】超電導磁石装置を本実施例で述べた構成にすることにより、広い開口を備えていて、磁場漏洩も少ない装置を実現することができる。また、磁場漏洩を抑制するために鉄を使用していないので、装置重量を軽くすることができる。さらに、鉄を使用する場合に問題となる磁束飽和が生じないので、磁場強度が高くなっても、広い均一磁場領域にわたって良好な磁場均一度を達成することができる。

【0030】図3、図4に本発明の超電導磁石装置の第2の実施例を示す。図3は装置の全体構成を示す断面図、図4は装置の外観を示す図である。図3において、上下に配置された真空容器10A、10Bおよび冷媒容器11A、11Bはドーナツ形状をしており、中央部分51A、51Bが中空になっている。このような構成をとることにより、この中央部分51A、51Bに傾斜磁場や静磁場のシミング手段を設置することができる。従って、真空容器10A、10Bの対向する面の間にそれらを設置するだけのスペースを設ける必要がないので、装

置としての開口をより広くとることができる。

【0031】図5に本発明の超電導磁石装置の第3の実施例を示す。図5においては、主コイル41Aと41Bとの間の対向距離を均一度補正用コイル43A、44A、45Aと43B、44B、45Bとの間の対向距離よりも小さくしている。このような構成にすることによって、主コイル41A、41Bの起磁力を増加させずに、均一磁場領域に発生させる磁場強度を高めることができる。また、上記と共に真空容器10A、10Bの対向する面側の中央部分に凹部52A、52Bを設け、この凹部52A、52Bに傾斜磁場コイル、高周波コイル、磁場シミング手段などを収納させることで、装置の実効的な開口を広くすることができる。

【0032】次に、本発明の第1の実施例に対する他の実施例を図6(b)、(c)、(d)に示す。これらの実施例は図6(a)に示す第1の実施例に対し、主コイルまたは打ち消しコイルの配置を変えたものである。

【0033】図6(b)に示した実施例は、打ち消しコイル42A、42Bの直径を、主コイル41A、41Bの直径よりも大きくしたものである。このような構成にすることにより、打ち消しコイル42A、42Bの効率を高めることができるので、装置外部への磁場漏洩をより効果的に減少させることができる。この場合、打ち消しコイル42A、42Bの直径のみを大きくするだけなので、被検者が装置内部に入った状態では実質的な視界は損なわれず、図6(a)の場合と同程度の圧迫感しか与えない。

【0034】図6(c)に示した実施例は、図6(a)の打ち消しコイル42A、42Bを2つずつの打ち消しコイル42AA、42ABと42BA、42BBに分割した場合を示したものである。一般に、各コイルはそれぞれのコイルが発生する磁場の中に配置されており、かつ、各コイルには電流が流れているので、電磁力が働く。この電磁力は均一磁場領域21の磁場強度にも依存するが、100トンオーダーに及ぶために、超電導磁石装置を製造する上でこの電磁力を低減する工夫は重要な課題である。そこで、特に大きな電磁力が加わっている打ち消しコイル42A、42Bを図6(c)に示すように2つのコイルに分割することにより、各々のコイルに働く電磁力を低減することができ、超電導磁石装置の製造条件を緩和することができる。また、本実施例では2つのコイルに分割した場合を示したが、この手法はこれに限定されず、3つ以上のコイルに分割しても良いことは言うまでもない。

【0035】図6(d)に示した実施例は、図6(c)の場合と同様に、主コイル41A、41Bを2つずつの主コイル41AA、41ABと41BA、41BBに分割した場合を示したものである。この場合にも、主コイルを分割することで、分割された主コイルに加わる電磁力を低減することができる。また、本実施例の場合も、

コイルの分割数は2つに限定されず、3つ以上にしてもよいことは言うまでもない。

【0036】以上の本発明の実施例の説明において、超電導材料の冷却手段としては、液体ヘリウム等の超電導用冷媒を用いる場合について説明したが、超電導材料に酸化物超電導体などを用いた場合には、液体窒素で冷却するとか、あるいは、直接冷凍機で冷やすことにより冷媒容器を使用しないで済む場合もある。

【0037】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明によれば、超電導磁石装置において広い開口を備えることにより被検者に閉塞感を与えることなく、術者も容易に被検者にアクセスすることができる。また、磁場漏洩が少なく、軽量で、かつ、高い磁場強度においても広い均一磁場領域を実現できる超電導磁石装置を提供することができる。従って、超電導磁石装置の設置条件が緩和され、また、良好な画像を撮像することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の超電導磁石装置の第1の実施例を示す断面図。

【図2】本発明の超電導磁石装置の第1の実施例の外観図。

【図3】本発明の超電導磁石装置の第2の実施例を示す断面図。

【図4】本発明の超電導磁石装置の第2の実施例の外観図。

【図5】本発明の超電導磁石装置の第3の実施例を示す断面図。

【図6】本発明の超電導磁石装置の他の実施例を示す部分断面図。

【図7】従来のMRI装置用超電導磁石装置の一例（水平磁場方式）を示す図。

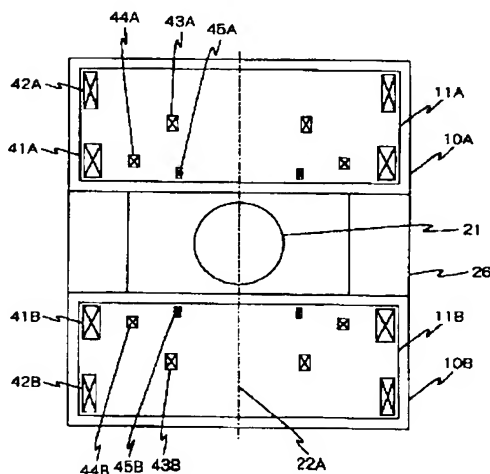
【図8】従来のMRI装置用超電導磁石装置の他の例（オープン型水平磁場方式）を示す図。

【図9】従来のMRI装置用超電導磁石装置の第3の例（垂直磁場方式）を示す図。

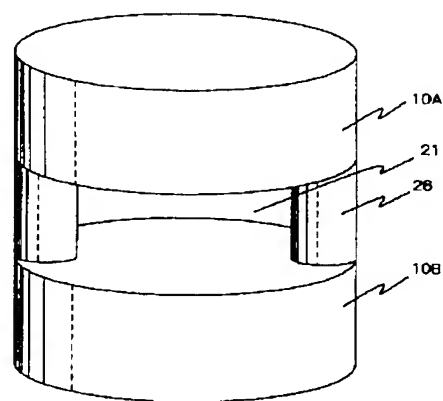
【符号の説明】

- 10, 10A, 10B 真空容器
- 11, 11A, 11B 冷媒容器
- 12 超電導用冷媒
- 13, 14, 15, 16, 17, 18 主コイル
- 19, 20 シールドコイル
- 21 均一磁場領域
- 22, 22A 磁場中心軸
- 23A, 23B, 24A, 24B 主コイル
- 25A, 25B 補助コイル
- 26 支柱
- 31 主コイル
- 32 シミング手段
- 33 鉄ヨーク
- 34 鉄板
- 41A, 41B, 41AA, 41AB, 41BA, 41BB 主コイル
- 42A, 42B, 42AA, 42AB, 42BA, 42BB 打ち消しコイル
- 43A, 43B, 44A, 44B, 45A, 45B 補助コイル
- 51A, 51B 中央部分（中空）
- 52A, 52B 凹部

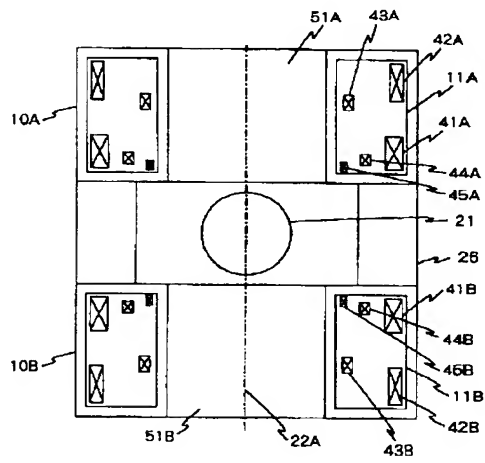
【図1】



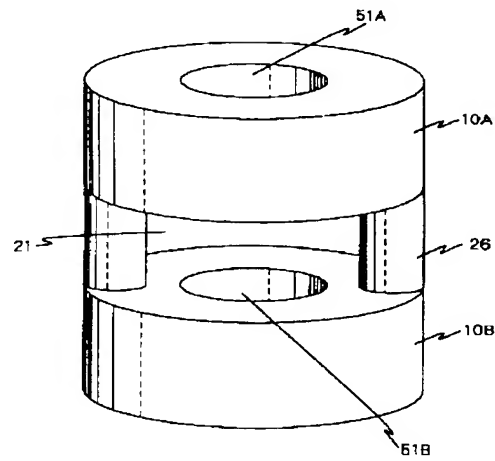
【図2】



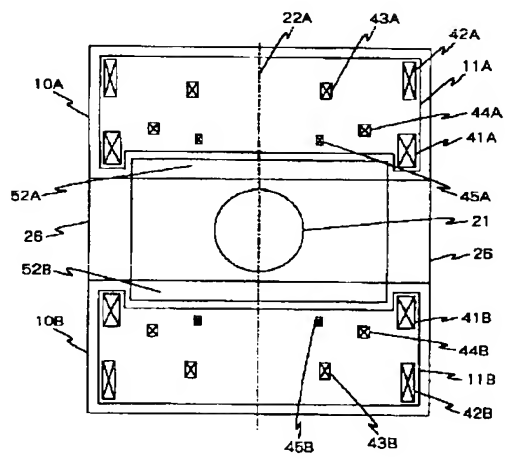
【図3】



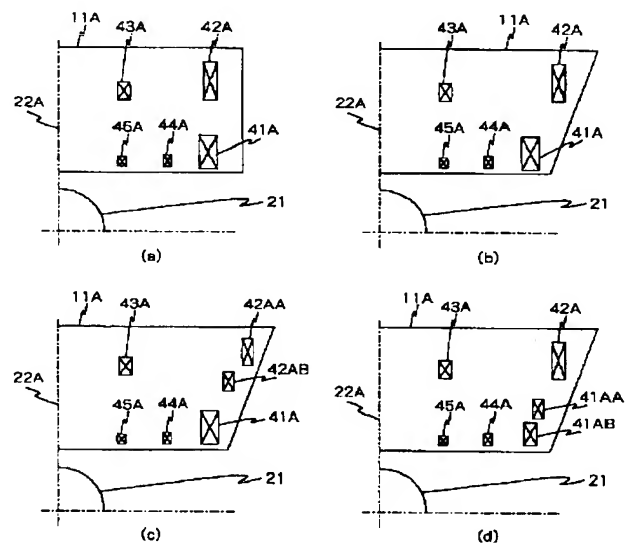
【図4】



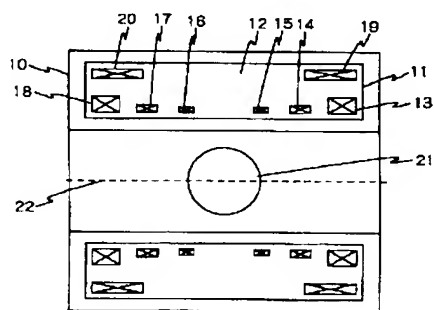
【図5】



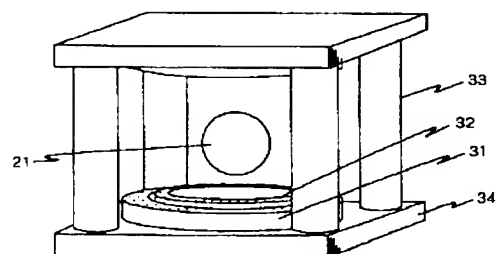
【図6】



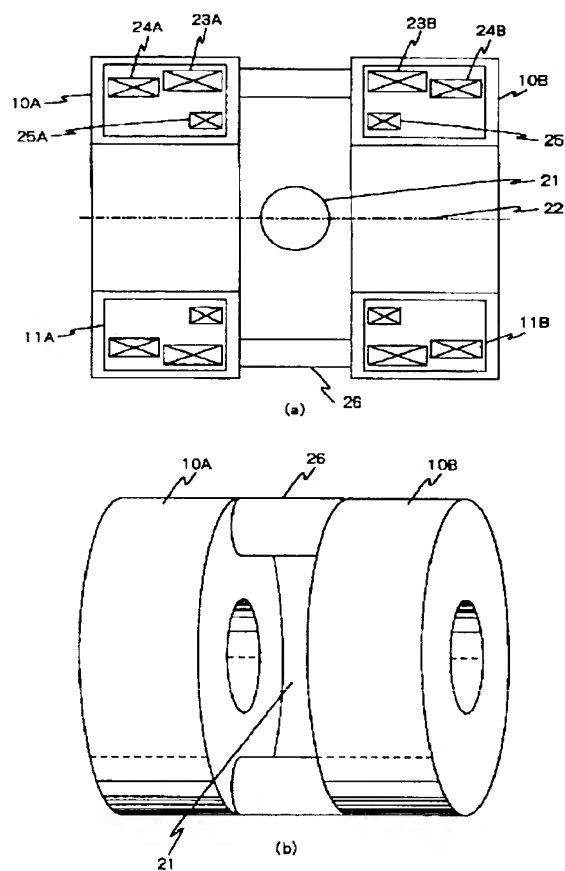
【図7】



【図9】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 角川 滋
茨城県日立市大みか町七丁目1番1号 株
式会社日立製作所日立研究所内

(72)発明者 日野 徳昭
茨城県日立市大みか町七丁目1番1号 株
式会社日立製作所日立研究所内